

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-169600

(43)Date of publication of application : 04.07.1995

(51)Int.Cl.

H05H 13/10

A61N 5/10

G21K 5/04

(21)Application number : 05-315344

(71)Applicant : HITACHI MEDICAL CORP

(22)Date of filing : 15.12.1993

(72)Inventor : SUGIYAMA KATSUYA

KURODA KATSUHIRO

TAKATO ATSUKO

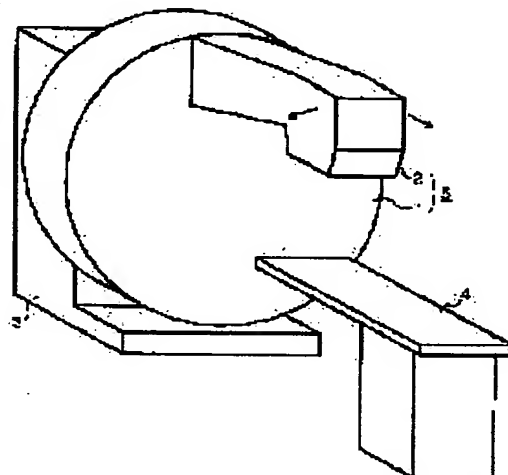
MIYANO IWAO

(54) MICROTRON DEVICE FOR THERAPY

(57)Abstract:

PURPOSE: To provide a microtron device for therapy by which an installing floor area is reduced and whose electron beam carrying means is few in the microtron device for medical care to perform the medical care by radiating an electron beam accelerated by a microtron electron accelerator to a patient by using the electron as it is or by converting it into an X-ray.

CONSTITUTION: A microtron electron accelerator 1 and a radiating head 2 are integrally formed, and the microtron electron accelerator 1 itself is constituted so as to also serve as a gantry 5 for therapy, and an electron beam carrying means is arranged between the microtron electron accelerator 1 and the radiating head 2, and is constituted so as to carry an electron beam accelerated by the microtron electron accelerator 1 up to the radiating head 2. Since the microtron electron accelerator itself is constituted so as to also serve as the gantry for therapy, a microtron device for therapy by which an installing floor area is reduced and whose electron beam carrying device is few, can be provided.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 11.06.1999

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3096547

[Date of registration] 04.08.2000

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

BEST AVAILABLE COPY

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-169600

(43) 公開日 平成7年(1995)7月4日

(51) Int. Cl. ⁴	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
H 0 5 H 13/10		9014-2G		
A 6 1 N 5/10	E			
G 2 1 K 5/04	D			

審査請求 未請求 請求項の数5 O L (全7頁)

(21) 出願番号 特願平5-315344

(22) 出願日 平成5年(1993)12月15日

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72) 発明者 杉山 勝也

東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(72) 発明者 黒田 勝広

東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(72) 発明者 ▲高▼藤 敦子

東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(74) 代理人 弁理士 薄田 利幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 治療用マイクロトン装置

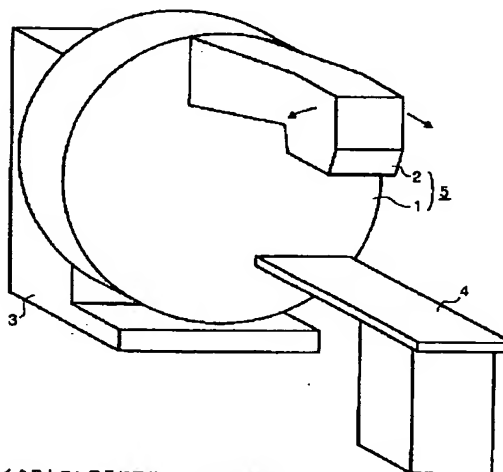
(57) 【要約】

【目的】 マイクロトン電子加速器により加速された電子ビームを電子ビームそのままあるいはX線に変換して患者に照射し、治療を行う治療用マイクロトン装置において、設置床面積が小さくて且つ電子ビーム搬送手段の少ない治療用マイクロトン装置を実現すること。

【構成】 マイクロトン電子加速器1と照射ヘッド2とを一体化してマイクロトン電子加速器1自体が治療用ガントリ5を兼ねた構成とし、また、マイクロトン電子加速器1と照射ヘッド2との間には電子ビーム搬送手段を設けてマイクロトン電子加速器1により加速された電子ビームを照射ヘッド2まで搬送できる構成とする。

【効果】 マイクロトン電子加速器自体が治療用ガントリを兼ねる構成としたことにより、設置床面積が小さくて且つ電子ビーム搬送手段の少ない治療用マイクロトン装置を提供できる。

図1



1...マイクロトン電子加速器
2...照射ヘッド
3...支持体

4...治療台
5...治療用ガントリ

【特許請求の範囲】

【請求項1】マイクロトン電子加速器により加速された電子ビームを電子ビームそのままあるいはX線に変換して患者に照射し、治療を行う治療用マイクロトン装置において、上記マイクロトン電子加速器と照射ヘッドとを一体化して上記マイクロトン電子加速器自体が治療用ガントリを兼ねた構成とし、上記マイクロトン電子加速器と上記照射ヘッドとの間には電子ビーム搬送手段を設けて上記マイクロトン電子加速器により加速された電子ビームを上記照射ヘッドまで搬送するように構成してなることを特徴とする治療用マイクロトン装置。

【請求項2】請求項1記載の治療用マイクロトン装置において、上記照射ヘッドを上記患者を中心にして回転させる手段をさらに備えてなることを特徴とする治療用マイクロトン装置。

【請求項3】請求項1または2記載の治療用マイクロトン装置において、上記マイクロトン電子加速器として円型マイクロトロンを用いたことを特徴とする治療用マイクロトン装置。

【請求項4】請求項3記載の治療用マイクロトン装置において、上記マイクロトン電子加速器の一樣磁場内に移動可能な磁気シールドパイプを設け、複数種類のエネルギーの電子ビームまたはX線を患者に照射できるように構成したことを特徴とする治療用マイクロトン装置。

【請求項5】請求項3または4記載の治療用マイクロトン装置において、上記照射ヘッドを上記マイクロトン電子加速器の電子軌道面に対して垂直な方向に設けたことを特徴とする治療用マイクロトン装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、マイクロトン電子加速器により加速された電子ビームを用いて患者の治療を行う治療用マイクロトン装置の改良構成に関する。

【0002】

【従来の技術】治療用マイクロトン装置は、マイクロトン電子加速器により加速された電子ビームを電子ビームそのままあるいはそれをX線に変換して患者に照射し、主に癌治療に用いる装置である。従来の治療用マイクロトン装置の構成を図9により説明する。この装置は、電子を加速するマイクロトン電子加速器1、該加速器1により加速された電子ビームを搬送する電子ビーム搬送系、電子ビームやX線を患者に照射するための照射ヘッド2を備えた治療用ガントリ5および患者を載せる治療台4とから構成されている。

【0003】マイクロトン電子加速器1は、マイクロ波の入力により高周波加速電場を発生する加速空洞6を一樣磁場内に配置し、これらの磁場と電場とにより電子を円軌道運動させながら順次高エネルギーに加速する装

置である。加速された電子ビームは、磁気シールドパイプ9によって円形軌道から外されて磁場外に取り出される。また、電子ビーム搬送系は、電子ビームを集束する四重極電磁石11と電子ビームを偏向する偏向電磁石12と電子ビームを通す真空パイプ13とから構成されており、これらにより加速器1からの出力電子ビームをロスなく治療用ガントリ5内の照射ヘッド2まで搬送している。また、治療用ガントリ5は回転可能に構成されており、電子ビームやX線を様々な角度から患者に照射できるようにになっている。なお、この種の従来技術について記載されている文献としては、日本放射線機器工業会編、“医用画像・放射線機器ハンドブック”(1989)第200～205頁を挙げることができる。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】上記従来技術では、マイクロトン電子加速器と治療用ガントリとが別々に設置されている。そのため、設置床面積が大きいという問題があった。また、電子ビーム搬送系が長いと、四重極電磁石や偏向電磁石等の電子ビーム搬送手段が数多く必要になるという問題もあった。

【0005】本発明の目的は、従来技術における上記問題を解決し、設置床面積が小さくてかつ電子ビーム搬送手段の少ない治療用マイクロトン装置を提供することにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、本発明においては、マイクロトン電子加速器により加速された電子ビームを電子ビームそのままあるいはX線に変換して患者に照射し、治療を行う治療用マイクロトン装置において、マイクロトン電子加速器と照射ヘッドとを一体化構成としてマイクロトン電子加速器自体が治療用ガントリを兼ねた構成とする。また、マイクロトン電子加速器と照射ヘッドとの間には電子ビーム搬送手段を設けてマイクロトン電子加速器により加速された電子ビームを照射ヘッドまで搬送できる構成とする。

【0007】

【作用】マイクロトン電子加速器と照射ヘッドとを一体化してマイクロトン電子加速器自体が治療用ガントリを兼ねた構成にすれば、設置床面積を従来技術における治療用ガントリ部のみの設置床面積とほぼ同程度にすることができる。また、上記した本発明の構成によれば、電子ビーム搬送系の長さが従来技術と比較して短くなるので、四重極電磁石や偏向電磁石等の電子ビーム搬送手段を少なくすることができる。すなわち、設置床面積が小さくて且つ電子ビーム搬送手段の少ない治療用マイクロトン装置を実現することができる。

【0008】

【実施例】以下、本発明の実施例につき添付の図面を参照して詳細に説明する。図1に、本発明の第1の実施例

になる治療用マイクロトン装置の概略構成を示す。本実施例による治療用マイクロトン装置は、円盤状に構成されたマイクロトン電子加速器1（直径：2200mm、厚さ：500mm、重量：約10t）、電子ビームやX線を患者に照射する部分である照射ヘッド2、マイクロトン電子加速器1を支持する支持体3および治療台4とから構成されている。マイクロトン電子加速器1と照射ヘッド2は一体になっており、これらで治療用ガントリ5を形成している。この治療用ガントリ5は回転可能になっており、電子ビームやX線を様々な角度から患者に照射できるようになっている。

【0009】次に、本実施例装置の内部構成を図2および図3を参照して説明する。まず、マイクロトン電子加速器1の内部構成を図2に示す。マイクロ波（3GHz）の入力により高周波加速電場をつくる加速空洞6が一樣磁場をつくる電磁石7内に設けられている。この加速空洞6には電子銃8が付設されている。また、電磁石7は、磁極71、ヨーク72、励磁コイル73とから構成されており、これにより0.21Tの一樣磁場がつけられる。また、一樣磁場内には、移動可能な磁気シールドパイプ9が設けられている。また、電子が円軌道運動する部分は真空容器10によって真空中に保たれている。

【0010】次に、治療用ガントリ5の内部構成を図3に示す。治療用ガントリ5は、上述したマイクロトン電子加速器1、照射ヘッド2、電子ビーム搬送系とから構成されている。ここで照射ヘッド2は、ターゲット、スキャッタラ、コリメータ等から構成されており、また、電子ビーム搬送系は、四重極電磁石11（3個）、偏向電磁石12（2個）および真空パイプ13とから構成されている。なお、図では省略してあるが、支持体3の内部には、治療用ガントリ5の回転駆動機構、各種電源等が組み込まれている。

【0011】次に、本構成での動作を図2および図3により説明する。電子銃8より放出された電子は加速空洞6内に導かれて加速され、電磁石7による一樣磁場中で円軌道を描いて再び加速空洞6内に入射する。ここで電子はさらに加速され、より大きな円軌道を描いて加速空洞6内に再入射する。この動作が繰り返され、電子は所望のエネルギーになるまで加速される。所望エネルギーに加速された電子は、その円軌道上に配置された磁気シールドパイプ9によって取り出され、偏向電磁石12と四重極電磁石11によって偏向、集束されて照射ヘッド2まで搬送される。そして、電子ビームそのままあるいはX線に変換されて患者に照射される。

【0012】ところで、本実施例のマイクロトン電子加速器1では、加速空洞6での電子の一回当たりの加速エネルギー E_q は1MeVであり、第 n 円軌道における電子の全エネルギー E_n は $E_q(n+1)$ である。また、最大軌道数は、図2では14ターンしか描かれていないが、実際には35ターンまで加速できるようになってい

る。したがって、磁気シールドパイプ9を各円軌道上（4～35ターン）に移動配置することによって、5～36MeVの広い範囲で1MeV毎のエネルギーの電子ビームが得られる。

【0013】本実施例の一つの特長は、装置の設置床面積を従来技術と比較して大幅に小さくできることである。本実施例では、マイクロトン電子加速器1と照射ヘッド2とを一体化してマイクロトン電子加速器1自体が治療用ガントリ5を兼ねた構成にしている。そのため、設置床面積を従来技術における治療用ガントリ部のみの設置床面積とほぼ同程度にすることができた。また、本実施例のもう一つの特長は、電子ビーム搬送手段を従来技術と比較して少なくすることができることである。本実施例では、電子ビーム搬送系の長さを従来技術と比較して短くできる。したがって、四重極電磁石11、偏向電磁石12等の電子ビーム搬送手段を少なくすることができる。本実施例における電子ビーム搬送手段の数は、四重極電磁石11が3個、偏向電磁石12が2個であり、従来技術の四重極電磁石11が12個、偏向電磁石12が3個と比較して非常に少なくすることができる。

【0014】次に、本発明の第2の実施例につき、図4を参照して説明する。本実施例は、上記第1の実施例に対して支持体3の構成を変えたものである。マイクロトン電子加速器1が円盤形状であることを利用して、その円周側面で回転支持する構成としている。かかる構成を採ることによって、治療用ガントリ5の回転軸方向での装置寸法をさらに減じることができ、しかも回転支持のバランスを向上させることができる。

【0015】次に、本発明の第3の実施例を図5により説明する。本実施例は、前記第1の実施例に対して電子ビーム搬送系の構成を変えたものである。本実施例では、マイクロトン電子加速器1の電子軌道面に対して垂直な方向に電子ビームを偏向するための偏向電磁石12が、マイクロトン電子加速器1の外部（円周側面よりも外側）に設けられている。かかる構成を採ることによって、マイクロトン電子加速器1を分解して内部の保守点検等を行うに際しても、電子ビーム搬送系部分が作業の邪魔になることが無い。

【0016】次に、本発明の第4の実施例を図6により説明する。上記第1から第3の実施例では、照射ヘッド2をマイクロトン電子加速器1の電子軌道面に対して垂直な方向に設ける構成にしていた。これに対して本実施例では、マイクロトン電子加速器1内で加速された電子を、磁気シールドパイプ9、91によって電子軌道面と同一面内方向に取り出して、そのまま真直に照射ヘッド2内の偏向電磁石12に導くようにしている。つまり、本実施例の場合には、照射ヘッド2がマイクロトン電子加速器1の電子軌道面と同一面内方向に設けられている。かかる構成を採ることによって、電子ビーム搬

送系の構成をさらに簡略化することができる。

【0017】次に、本発明の第5の実施例を図7により説明する。上記第1から第4の実施例では、マイクロトロン電子加速器1の一樣磁場内に移動可能な磁気シールドパイプ9を設けることによって、複数種類のエネルギーの電子ビームが得られるようにしていた。これに対して、本実施例では、移動可能な磁気シールドパイプ9を省略し、単一エネルギーの電子ビームのみを固定磁気シールドパイプ91によって取り出すようにして、装置構成のより簡素化を図ったものである。

【0018】さらに、本発明の治療用マイクロトロン装置における真空ポンプの設置構成例を図8により説明する。本例では、治療用ガントリ5の回転軸上において、2本の真空パイプ13とOリング15とを組み合わせ使用する方式を採用することによって、真空ポンプ14を床面上に固定設置するようにしたものである。真空ポンプ14はできるだけ固定設置されていることが望ましく、そのような観点からして、本例は非常に適したものである。

【0019】以上、本発明の種々の実施例について述べたが、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、以下に示すような種々の変形構成を採ることも可能である。例えば、上記第1の実施例では、マイクロトロン電子加速器1の仕様を、最大軌道数：35ターン、最大エネルギー：36MeV、直径：2200mm、厚さ：500mmとしたが、これは、どのような軌道数、エネルギー、寸法にしてもよい。また、上記第1の実施例では、マイクロ波周波数として3GHz、一樣磁場強度として0.21Tを選んだが、これも、マイクロトロンの同期条件を満たしてさえいればどのような周波数、磁場強度にしてもよい。さらに、上記実施例では、電子ビーム搬送手段として、四重極電磁石11と偏向電磁石12との組合せを用いたが、これは、六重極電磁石や八重極電磁石と偏向電磁石との組合せを用いてもよい。また、それらの使用個数は任意である。要は、マイクロトロン電子加速器1により加速された電子ビームを照射ヘッド2まで搬送できる構成であればよい。また、上記実施例では、マイクロトロン電子加速器1として円型マイクロトロンを用いたが、これに限定されるものではなく、例えばレーストラック型マイクロトロンを用いてもよい。

さらに、支持体3の構成も、上記実施例に限定されるものではなく、治療用ガントリ5を回転支持できる構成であればどのような構成であってもよい。

【0020】

【発明の効果】本発明によれば、マイクロトロン電子加速器と照射ヘッドとを一体化してマイクロトロン電子加速器自体が治療用ガントリを兼ねる構成としたことにより、設置床面積が小さくて且つ電子ビーム搬送手段の少ない治療用マイクロトロン装置を提供できる。

10 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施例になる治療用マイクロトロン装置の概略構成を示す斜視図。

【図2】図1中のマイクロトロン電子加速器の内部構成を示す断面模式図。

【図3】図1中の治療用ガントリの内部構成を示す断面模式図。

【図4】本発明の第2の実施例になる治療用マイクロトロン装置の概略構成を示す斜視図。

20 【図5】本発明の第3の実施例になる治療用マイクロトロン装置の概略構成を示す断面模式図。

【図6】本発明の第4の実施例になる治療用マイクロトロン装置の概略構成を示す断面模式図。

【図7】本発明の第5の実施例になる治療用マイクロトロン装置の概略構成を示す断面模式図。

【図8】本発明の治療用マイクロトロン装置における真空ポンプの設置構成例を示す断面模式図。

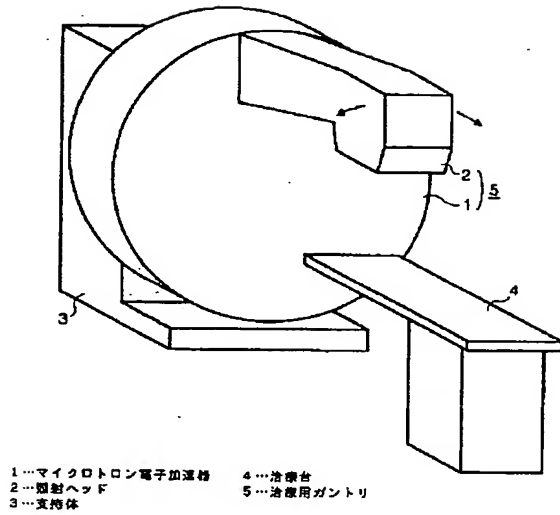
【図9】従来の治療用マイクロトロン装置の概略構成を示す断面模式図。

【符号の説明】

- | | |
|--------------------|--------------------|
| 30 1…マイクロトロン電子加速器、 | 2…照射ヘッド、 |
| 3…支持体、 | 4…治療台、 |
| 5…治療用ガントリ、 | 6…加速空洞、 |
| 7…電磁石、 | 8…電子銃、 |
| 9…移動可能な磁気シールドパイプ、 | 10…真空容器、 |
| 11…四重極電磁石、 | 12…偏向電磁石、 |
| 13…真空パイプ、 | 14…真空ポンプ、 |
| 15…Oリング、 | 7 |
| 1…磁極、 | 72…ヨーク、 |
| 73…励磁コイル、 | 91…固定された磁気シールドパイプ。 |

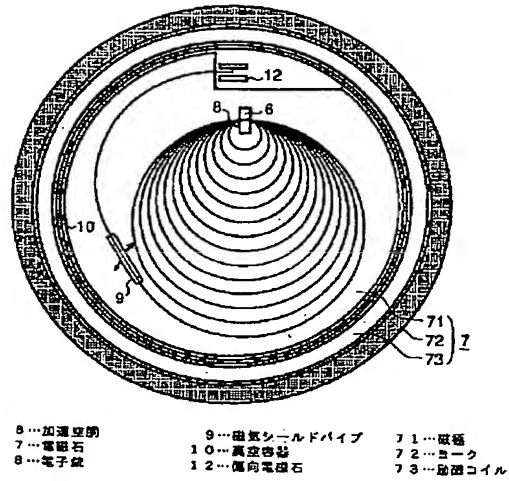
【図1】

図1



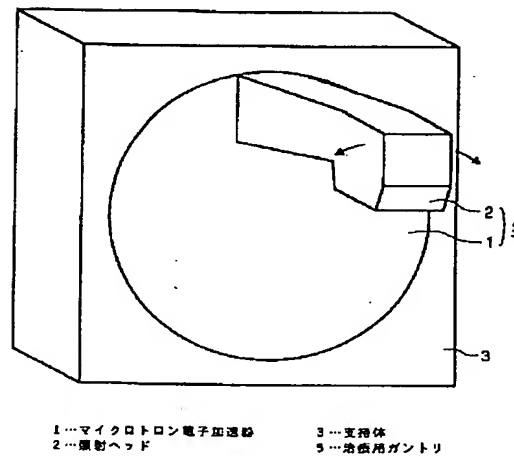
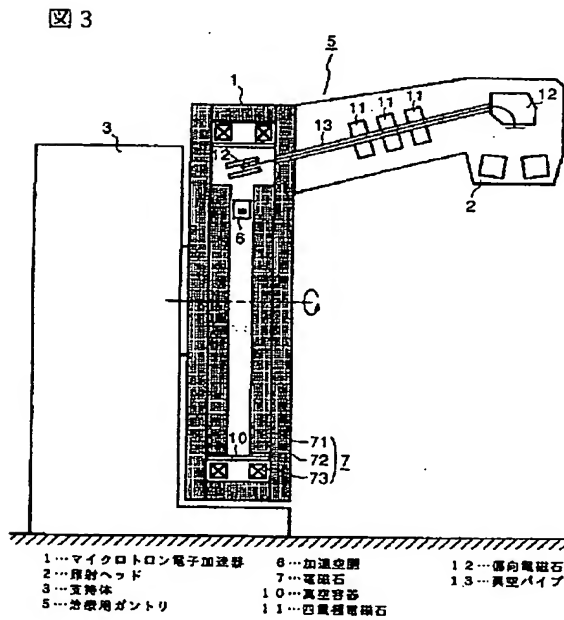
【図2】

図2



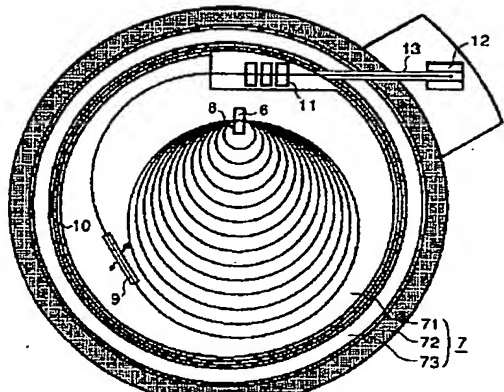
【図4】

図4



【図5】

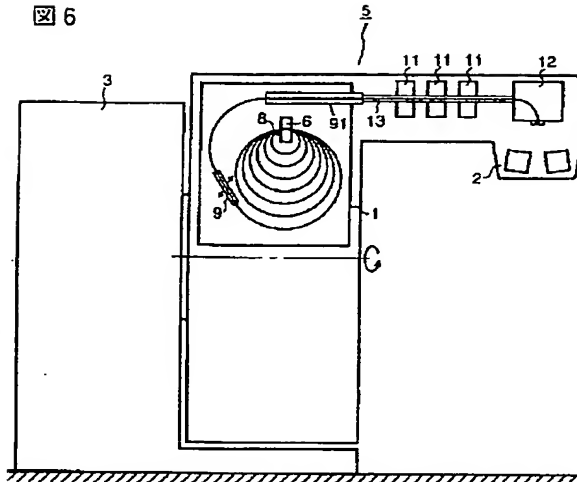
図5



- 6…加速管
7…電磁石
8…電子銃
9…磁気シールドパイプ
10…真空容器
11…四極磁石
12…偏向電磁石
13…真空パイプ

【図6】

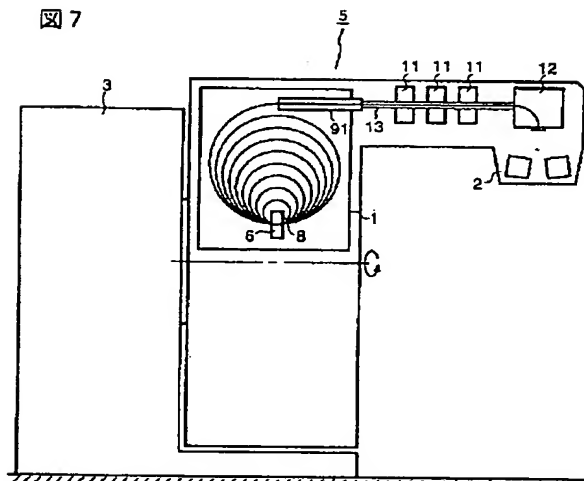
図6



- 1…マイクロロン電子加速器
2…照射ヘッド
3…支持体
4…治療用ガントリ
5…ガントリ
6…加速管
7…電磁石
8…電子銃
9…磁気シールドパイプ
10…真空容器
11…四極磁石
12…偏向電磁石
13…真空パイプ

【図7】

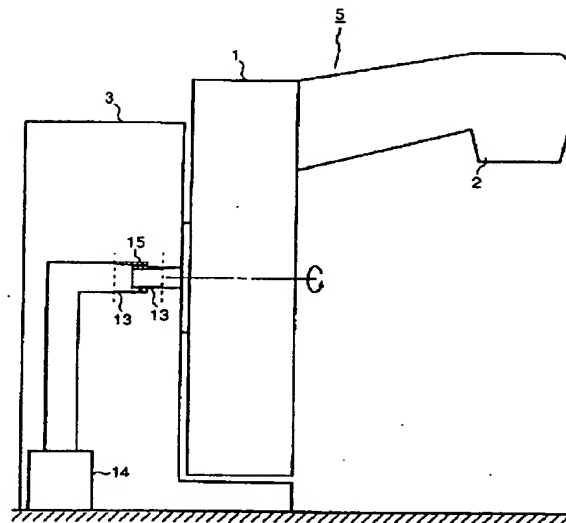
図7



- 1…マイクロロン電子加速器
2…照射ヘッド
3…支持体
4…治療用ガントリ
5…ガントリ
6…加速管
7…電磁石
8…電子銃
9…磁気シールドパイプ
10…真空容器
11…四極磁石
12…偏向電磁石
13…真空パイプ

【図8】

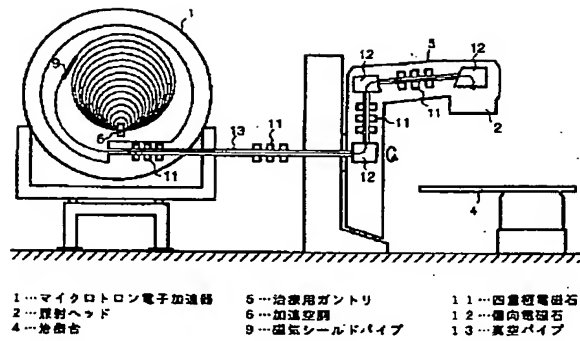
図8



- 1…マイクロロン電子加速器
2…照射ヘッド
3…支持体
4…治療用ガントリ
5…ガントリ
6…加速管
7…電磁石
8…電子銃
9…磁気シールドパイプ
10…真空容器
11…四極磁石
12…偏向電磁石
13…真空パイプ
14…真空ポンプ
15…リング

【図9】

図9



フロントページの続き

(72)発明者 宮野 巖
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株
 式会社日立メディコ内

BEST AVAILABLE COPY